

**PATENT  
/US**

**IN THE UNITED STATES PATENT AND TRADEMARK OFFICE**

Application No.:	Unknown	Group Art Unit:	Unknown
Filing Date:	November 26, 2003	Examiner:	Unknown
Applicants:	Thomas FLOHR et al.	Conf. No.:	Unknown
Title:	COMBINED EMISSION TOMOGRAPHY AND COMPUTER TOMOGRAPHY UNIT		

**PRIORITY LETTER**

Commissioner for Patents  
P.O. Box 1450  
Alexandria, VA 22313-1450

November 26, 2003

Dear Sirs:

Pursuant to the provisions of 35 U.S.C. 119, enclosed is/are a certified copy of the following priority document(s).

<b><u>Application No.</u></b>	<b><u>Date Filed</u></b>	<b><u>Country</u></b>
10256075.7	11/29/2002	GERMANY

In support of Applicant's priority claim, please enter this document into the file.

Respectfully submitted,

HARNESS, DICKEY, & PIERCE, P.L.C.

By   
Donald J. Daley, Reg. No. 34,313

P.O. Box 8910  
Reston, Virginia 20195  
(703) 668-8000

DJD:bmd

Enclosure



## Prioritätsbescheinigung über die Einreichung einer Patentanmeldung

**Aktenzeichen:** 102 56 075.7

**Anmeldetag:** 29. November 2002

**Anmelder/Inhaber:** Siemens Aktiengesellschaft,  
München/DE

**Bezeichnung:** Kombiniertes Emissions-Tomographie- und  
Computer-Tomographie-Gerät

**IPC:** G 01 T, G 01 N, A 61 B

Die angehefteten Stücke sind eine richtige und genaue Wiedergabe der ursprünglichen Unterlagen dieser Patentanmeldung.

München, den 11. September 2003  
Deutsches Patent- und Markenamt  
Der Präsident  
Im Auftrag



Stanschus

## Beschreibung

Kombiniertes Emissions-Tomographie- und Computer-Tomographie-Gerät

5

Die Erfindung betrifft ein kombiniertes Emissions-Tomographie- und Computer-Tomographie-Gerät (ET/CT-Gerät) zur Bilddarstellung eines Untersuchungsobjektes mit einem Scintillationsdetektor und einer Auswerteeinheit zur Erfassung von aus dem Untersuchungsobjekt emittierter Strahlung, die durch Positronenstrahler erzeugt und aus einem Untersuchungsobjekt emittiert wird, wobei das Computer-Tomographie-Gerät (CT) eine Verteilung der Schwächungskoeffizienten des Untersuchungsobjektes im untersuchten Bereich erstellt und die gemessenen Daten des Emissions-Tomographie-Gerätes (ET) durch die vom CT erfasste Verteilung der Schwächungskoeffizienten im Untersuchungsobjekt korrigiert werden.

20

Des weiteren betrifft die Erfindung ein Verfahren zur Erzeugung von ET-Bildern eines Untersuchungsobjektes mit Hilfe eines kombinierten ET- und CT-Gerätes, wobei zur Erstellung der ET-Bilder die durch das CT gemessene räumliche Verteilung der Schwächungskoeffizienten im Messfeld des CT zur Korrektur des gemessenen ET-Bildes berücksichtigt wird.

25

Im Sinne der Erfindung ist unter dem Oberbegriff Emissions-Tomographie ein Verfahren zu verstehen, bei dem in das Untersuchungsobjekt radioaktive Substanz eingebracht wird und deren Emission durch entsprechende Detektoren gemessen wird. Spezielle derartige Verfahren sind die Single-Photonen-Emissions-Computer-Tomographie (SPECT) und die Photonen-Emissions-Tomographie (PET). Im Gegensatz hierzu steht das Verfahren der Computertomographie (CT), bei dem das Untersuchungsobjekt von einer externen Strahlungsquelle, vorzugsweise einer Röntgenröhre, durchstrahlt wird, um Schnittbilder zu erzeugen, die die Verteilung der Schwächungskoeffizienten im Untersuchungsobjekt wiedergeben. Bezüglich dieser Verfahren

35

wird auf die einschlägigen Kapitel aus „Bildgebende Systeme für die medizinische Diagnostik“, Hrsg. Heinz Morneburg, 3. Auflage, 1995, verwiesen.

- 5 Aus der Veröffentlichung P.E. Kinahan, et al., „Attenuation Correction for a Comined 3D PET/CT Scanner“, Med. Phys. 25(10), 2046-2053 (Oct. 1998) ist es bekannt, zur Verbesserung der Qualität von PET-Bildern die Informationen bezüglich der Schwächungskoeffizienten eines Untersuchungsobjektes, die  
10 aus CT-Bildern stammen, zu nutzen und Korrekturrechnungen im PET-Bild durchzuführen.

- Bei der Erstellung von ET-Bildern, die auf Basis von CT-Messungen bezüglich der sonst nicht berücksichtigten Schwächungskoeffizientenverteilung korrigiert werden, entsteht das  
15 Problem, dass bei bekannten kombinierten ET/CT-Geräten und Verfahren Schwächungskoeffizienten des Untersuchungsobjektes, die außerhalb des Messfeldes des CT liegen, in der Korrekturrechnung des PET-Bildes keine Berücksichtigung finden.

- 20 Es ist daher Aufgabe der Erfindung, ein kombiniertes ET/CT-Gerät und ein Verfahren zur Erzeugung von PET-Bildern zu finden, welche es erlauben auch von Objekten die das CT-Messfeld überschreiten durch Schwächungskorrektur verbesserte ET-Bilder zu erlangen.  
25

- Diese Aufgabe wird durch die Merkmale der unabhängigen Patentansprüche gelöst. Vorteilhafte Weiterbildungen der Erfindung sind Gegenstand untergeordneter Ansprüche.

- 30 Grundsätzlich wurde bisher versucht das CT-Messfeld eines kombinierten ET/CT-Gerätes möglichst groß auszubilden, so dass auch große Untersuchungsobjekte möglichst vollständig von diesem Messfeld erfasst werden, um optimale Daten für die  
35 Korrekturrechnung des ET-Bildes zu liefern. Hierbei stößt man allerdings an geometrische Grenzen, die nur durch eine starke

Überdimensionierung und damit extreme Verteuerung des Gerätes überwunden werden können.

Der Erfinder hat nun erkannt, dass die Erweiterung des CT-Rekonstruktionsbereiches über das CT-Messfeld hinaus, wie es  
5 aus der Patentanmeldung DE 100 26 566 A1 bekannt ist, auch für ein kombiniertes PET/CT-Gerät verwendbar ist. In der genannten Patentanmeldung der Anmelderin wird ein CT-Gerät beschrieben, welches das sogenannte „Large Object“-Problem, also das  
10 Übertreten des Untersuchungsobjektes über das Messfeld hinaus, dadurch löst, dass der Rekonstruktionsbereich über das Messfeld hinaus erweitert wird, indem die im Messfeld gewonnenen Daten über das Messfeld hinaus extrapoliert werden und somit trotz des außerhalb des Messfeldes nicht vollständigen  
15 Messdatensatzes gute Näherungswerte für die dort befindlichen Schwächungskoeffizienten des Untersuchungsobjektes zur Verfügung stehen.

Unter Messfeld wird in dieser Anmeldung der kreisförmige  
20 Messbereich innerhalb eines CT verstanden, dessen Mittelpunkt im Drehzentrum des Gantry liegt und dessen Umfang von den äußeren Fächerstrahlen des fächerförmigen Strahlenbündels der CT-Strahlenquelle tangieren. Dieses Messfeld stellt also die Menge der Punkte dar, die unter allen Drehwinkeln des Gantry  
25 vom Fächerstrahl erfasst werden.

Unter Rekonstruktionsbereich ist im Sinne der Erfindung der Bereich zu verstehen, der durch die an sich bekannte Bild-Rekonstruktion bei der CT-Bild-Erstellung erfasst wird.

30

Der Inhalt der DE 100 26 566 A1, bezüglich der Erweiterung des Rekonstruktionsbereiches über den Messbereich hinaus und dessen spezielle Ausführung durch Extrapolationsverfahren, und der Inhalt der Veröffentlichung P.E. Kinahan, et al.,  
35 „Attenuation Correction for a Comined 3D PET/CT Scanner“, Med. Phys. 25(10), 2046-2053 (Oct. 1998), bezüglich der Korrekturverfahren von PET-Bildern aufgrund bekannter Schwä-

chungskoeffizienten-Verteilungen im Untersuchungsobjekt, werden vollständig in den Offenbarungsgehalt dieser Schrift übernommen.

- 5 Entsprechend dem zuvor geschilderten Grundgedanken schlägt der Erfinder eine Verbesserung des an sich bekannten ET/CT-Gerätes vor. Das bekannte kombinierte ET/CT-Gerät zur Bild-
- 10 darstellung eines Untersuchungsobjektes weist auf:
- eine ET-Einheit mit einem Scintillationsdetektor und einer
  - 15 Auswerteeinheit zur Erfassung vom Untersuchungsobjekt ausgehender Strahlung, und
  - eine CT-Einheit mit zumindest einer um eine Systemachse rotierende Strahlenquelle, von der ein fächerförmiges Strahlenbündel ausgeht, welches ein Messfeld abtastet und
  - 20 mit einem Detektorsystem Ausgangssignale liefert, aus denen sich die Verteilung der Schwächungskoeffizienten des Untersuchungsobjektes bezüglich eines Rekonstruktionsfeldes rekonstruiert werden, wobei
  - Mittel vorgesehen sind, welche die erfassten Daten der ET-
  - 25 Einheit durch die von der CT-Einheit ermittelte Verteilung der Schwächungskoeffizienten im Untersuchungsobjekt korrigieren.

Die Verbesserung der Erfindung liegt darin, dass die CT-Einheit ein Rekonstruktionsfeld verwendet, welches größer als

25 das Messfeld ist.

Hierdurch werden bei unveränderten Dimensionen des Gerätes Bereiche außerhalb des CT-Messfeldes erschlossen und für die schwächungskoeffizientbezogene Korrekturrechnung der ET-

30 Bilder genutzt.

Vorzugsweise verfügt das ET/CT-Gerät im CT-Teil über Mittel zur Extrapolation der Messdaten für den außerhalb des Messfeldes gelegenen Bereich des Rekonstruktionsfeldes, um die

35 außerhalb des Messfeldes gelegenen Daten des Rekonstruktionsfeldes zur extrapolieren.

Vorteilhaft kann es dabei auch sein, wenn das CT Mittel aufweist, welche die Daten für den außerhalb des Messfeldes gelegenen Bereich des Rekonstruktionsfeldes durch Extrapolation abgeschnittener Projektionen gewinnt.

5

Soll unnötige Rechenzeit unterdrückt werden, so kann das CT Mittel aufweisen, welche abgeschnittene Projektionen detektieren und die dem außerhalb des Messfeldes gelegenen Bereich des Rekonstruktionsfeldes betreffenden Daten für detektierte abgeschnittene Projektionen extrapoliert.

10

Zur Vermeidung von Artefakte kann weiterhin das ET/CT-Gerät Mittel aufweisen, welche die extrapolierten Daten einer Glättung unterziehen.

15

Das Messfeld und das Rekonstruktionsfeld können eine kreisförmige Kontur aufweisen und konzentrisch zueinander angeordnet sein, wobei das Strahlenbündel des CT von einem Fokus der Strahlungsquelle ausgeht, der sich auf einer Kreisbahn um die Systemachse bewegt.

20

Das Messfeld des CT umfasst dabei vorteilhaft den Kreisbereich, der von den äußeren Strahlen des Strahlenbündels des CT umfahren wird, und das Rekonstruktionsfeld umfasst zuzüglich zum Messfeld zumindest auch den Bereich des Untersuchungsobjektes, der über das Messfeld hinausgeht, vorzugsweise einen Kreisbereich, der das gesamte Objekt umschließt.

25

Das CT kann als Strahlungsquelle eine Röntgenstrahlung aus-sendende Röntgenstrahlenquelle, vorzugsweise mit einer Dreh-anode, aufweisen.

30

In einer einfachen Ausführung kann für den ET- und den CT-Teil des Kombinationsgerätes jeweils ein eigenes Detektorsystem verwendet werden, wobei hier das Detektorsystem des CT-Teils mit der CT-Strahlungsquelle um die Systemachse des Gerätes rotierbar ausgeführt ist.

35

Des weiteren kann in einer besonders kompakten Ausführung des ET/CT-Gerätes der Strahlungsdetektor von CT und ET identisch sein, wobei gegebenenfalls auch die Auswerteeinheit des ET  
5 als auch die Recheneinheit des CT in einer einzigen Recheneinheit zusammengefasst sein kann.

Es ist darauf hinzuweisen, dass alle oben genannten funktionalen Mittel vorzugsweise, jedoch nicht ausschließlich, aus  
10 entsprechenden Rechenprogrammen oder Programm-Modulen bestehen, welche durch ihren Ablauf die geschilderten Funktionen nachbilden.

Entsprechend dem oben geschilderten Grundgedanken der Erfindung schlagen die Erfinder auch ein verbessertes Verfahren  
15 vor, das zur Erzeugung von ET-Bildern eines Untersuchungsobjektes mit Hilfe eines kombinierten ET- und CT-Gerätes dient, wobei zur Erstellung der ET-Bilder die durch das CT gemessene räumliche Verteilung der Schwächungskoeffizienten im Messfeld  
20 des CT zur Korrektur des gemessenen ET-Bildes berücksichtigt wird. Die Verbesserung liegt dabei darin, dass Schwächungskoeffizienten des Objektes, die außerhalb des Messfeldes angeordnet sind, durch eine Extrapolation von Detektorkanälen ermittelt und ebenfalls zur Korrektur der ET-Bilder verwendet  
25 werden, wobei vorzugsweise eine Extrapolation abgeschnittener Projektionen oder eine Punktspiegelung oder eine lineare Extrapolation verwendet wird.

Ergänzend können die extrapolierten Daten einer Glättung unterzogen werden, um eine Unterdrückung von Artefakten zu erreichen.  
30

In dem erfindungsgemäßen ET/CT-Gerät kann für den ET-Teil ein eigener, vorzugsweise 360° umfassender, Szintillationsdetektor und für den CT-Teil ein eigener mit der CT-Strahlungs-  
35 quelle rotierender Detektor verwendet werden. Gegebenenfalls



kann als CT-Detektor auch ein mehrzeiliger Detektor verwendet werden.

In einer weiteren Verbesserung und zur Verkleinerung des Systems und Reduktion von redundanten Geräteanteilen wird auch vorgeschlagen, zur Detektion von ET-Strahlung und CT-Strahlung einen gemeinsamen Detektor zu verwenden. Hierbei kann ein umlaufender 360°-Detektor verwendet werden, der sequenziell entweder als ET-Detektor bei abgeschalteter CT-Strahlenquelle oder als CT-Detektor bei eingeschalteter CT-Strahlenquelle betrieben wird.

Da die ermittelten Schwächungskoeffizienten im CT-Verfahren sich von den Schwächungskoeffizienten, die für die ET-Strahlung anzuwenden sind, unterscheiden, kann von den gemessenen CT-Schwächungskoeffizienten auf die, bezüglich der PET-Strahlung mit 511keV, zu erwartenden Schwächungskoeffizienten umgerechnet werden. Hierbei können beispielsweise Bereiche mit Gewebe, Knochen, etc. detektiert werden und darauf jeweils typische Umrechnungsfaktoren auf die CT - Schwächungskoeffizienten angewendet werden.

Im folgenden wird die Erfindung an Hand zweier beispielhafter PET/CT-Gerätes mit Hilfe der Figuren näher beschrieben. Es zeigen im einzelnen:

Figur 1: Kombiniertes PET/CT-Gerät mit getrennten Detektorsystemen;

Figur 2: Kombiniertes PET/CT-Gerät mit gemeinsamen Detektorsystem für PET und CT.

Die Figur 1 zeigt eine schematische Darstellung eines kombinierten PET/CT-Gerätes mit zwei getrennten, in Richtung der Systemachse 12 versetzt angeordneten, Detektorsystemen 7 und 2 für den PET und CT-Teil des Tomographen.

Der CT-Teil des Gerätes weist ein um die Systemachse 12 rotierbares Gantry auf, zu dem eine Strahlungsquelle 1 und das ein- oder mehrzeilige Detektorsystem 2 gehört. Die Strahlungsquelle 1 strahlt einen Strahlenfächer 3 aus, mit dem ein Patient P oder ein sonstiges Untersuchungsobjekt, das auf dem Untersuchungstisch 4 liegt abtastet.

Erfindungsgemäß wird hierbei - wie in der DE 100 26 566 A1 ausführlich beschrieben ist - die Verteilung der Schwächungskoeffizienten über ein Rekonstruktionsfeld 6 rekonstruiert, welches größer ist als das direkte Messfeld 5. Das direkte Messfeld 5 entspricht dabei dem Kreis, der um die Rotationsachse des Gantry als Mittelpunkt gebildet wird, wenn der Kreisumfang von dem Strahlenfächer 3 begrenzt wird. Das Messfeld 5 wird also als die Menge aller Punkte gebildet, die in jedem Drehwinkel des Gantry vom Strahlenfächer durchdrungen werden und damit einen vollständigen  $180^\circ$  - Messdatensatz zur Berechnung von CT-Bildern aufweisen.

Die Erweiterung des Rekonstruktionsfeldes über das Messfeld hinaus geschieht durch eine Extrapolation der Messdaten über diesen Bereich hinaus, wobei beispielsweise eine virtuelle Erweiterung des Detektors um eine bestimmte Anzahl von Messkanälen oder eine Extrapolation der Messdaten in diesem Bereich angewendet werden kann. Es kann dabei beispielsweise eine lineare Extrapolation über eine bestimmte Anzahl endständiger Kanäle und deren Messwerte oder eine Spiegelung um den letzten Kanal verwendet werden. Zusätzlich kann zur Verbesserung des Verfahrens eine Glättung der Daten, insbesondere zum Randbereich hin, vorgenommen werden, um eine Artefaktbildung zu vermeiden.

Nachdem auf erfindungsgemäße Weise eine Rekonstruktion der Verteilung der Schwächungskoeffizienten - bezogen auf die Strahlung der CT-Strahlungsquelle 1, z.B. 120keV-Röntgenstrahlung - über das Rekonstruktionsfeld 6 bestimmt wurde, wird von diesen so ermittelten Schwächungskoeffizienten auf

die anzunehmenden Schwächungskoeffizienten für die im PET-Verfahren auftretende 511keV -  $\gamma$ -Strahlung in an sich bekannter Weise geschlossen. Hierbei kann beispielsweise bestimmten Regionen im Untersuchungsobjekt eine unterschiedliche Zusammensetzung wie Gewebe, Knochen, etc. zugeordnet werden, um die Umrechnungsfaktoren von den CT-Schwächungskoeffizienten auf die PET-Schwächungskoeffizienten möglichst gut zu treffen.

10 Ist die Verteilung der Schwächungskoeffizienten der PET-Strahlung bekannt, so kann diese Schwächungsverteilung bei der Ermittlung des PET-Bildes entsprechend berücksichtigt werden, um die stattfindenden Absorptionseffekte des Untersuchungsobjektes zu unterdrücken.

15

Hierzu wird die Untersuchungsregion des Patienten P in Richtung der Systemachse verschoben um nun die zuvor im CT-Verfahren abgetastete Region im PET-Verfahren in bekannter Weise durch den Szintillationsdetektor 7 zu scannen.

20

Alle genannten Rechenverfahren finden im dargestellten Gerät in einer gemeinsamen Auswerte- und Recheneinheit 8 statt, die sowohl mit dem CT-Detektor 2 als auch mit dem PET-Detektor 7 verbunden ist und deren verschiedene Funktionen durch die schematisch dargestellten Programme P1 - Pn übernommen werden. Zur Eingabe und Steuerung des Gerätes ist eine Tastatur 10 vorgesehen, die selbstverständlich auch durch weitere manuelle Eingabeeinheiten wie Maus, Joystick oder ähnliches ergänzt werden kann. Die visuelle Ausgabe erfolgt durch den stellvertretend auch für andere Ausgabemedien wie Drucker, Videodrucker oder ähnliches - dargestellten Bildschirm 9.

30

Aufgrund des gegenüber dem bisher üblichen Messbereich vergrößerten Rekonstruktionsbereich 6 ist es nun möglich auch bei Untersuchungsobjekten, die über den Messbereich des CT herausragen, noch PET-Bilder mit Schwächungskorrektur über den gesamten Bereich des Untersuchungsobjektes zu erhalten,

35

beziehungsweise eine verbesserte Genauigkeit in diesem Bereich zu erzielen.

Eine kompaktere Variante des erfindungsgemäßen kombinierten PET/CT-Gerätes ist in der Figur 2 dargestellt. Im Unterschied zum Gerät der Figur 1 verfügt dieser Tomograph über einen gemeinsamen Detektor 7, der sowohl für die Dosimetrie der CT-Untersuchung als auch für die Detektion der Positronenzerfallereignisse in der PET-Untersuchung zuständig ist.

Vorteilhaft ist es hierbei, dass der Detektor 7 aufgrund seiner 360°-Bauweise nicht mehr unbedingt mit der CT-Strahlungsquelle rotieren muss, wobei auch gleichzeitige Messungen im CT- und PET-Verfahren durchgeführt werden können, da hierzu lediglich eine Trennung der detektierten Strahlungereignisse nach ihrem Energiegehalt notwendig ist.

Die dargestellten Ausführungen der Detektoren zeigen jeweils Einzeilendetektoren, jedoch sind auch mehrzeilige Detektorsysteme oder Flächendetektoren sowohl in Bezug auf das CT-System als auch das PET-System möglich. Insbesondere wird darauf hingewiesen, dass die Erfindung auf jegliche Kombinationen von ET- und CT-Geräten verwenden lässt ohne den Rahmen der Erfindung zu verlassen, insbesondere jedoch auf die beiden Kombinationen PET mit Röntgen-CT und SPECT mit Röntgen-CT.

Es versteht sich, dass die vorstehend genannten Merkmale der Erfindung nicht nur in der jeweils angegebenen Kombination, sondern auch in anderen Kombinationen oder in Alleinstellung verwendbar sind, ohne den Rahmen der Erfindung zu verlassen.

## Patentansprüche

1. Kombiniertes Emissions-Tomographie- und Computer-Tomographie-Gerät (ET/CT-Gerät) zur Bilddarstellung eines Untersuchungsobjektes mit:
- 5 1.1. einem Scintillationsdetektor (7) und einer Auswerteeinheit (8) zur Erfassung aus dem Untersuchungsobjekt (P) emittierter Strahlung, und
- 10 1.2. einem Computer-Tomographiegerät (CT) mit zumindest einer um eine Systemachse (12) rotierende Strahlenquelle (1), von der ein fächerförmiges Strahlenbündel (3) ausgeht, welches ein Messfeld (5) abtastet und mit dem Detektorsystem (2) Ausgangssignale liefert, aus denen sich die Verteilung der Schwächungskoeffizienten des
- 15 Untersuchungsobjektes (P) bezüglich eines Rekonstruktionsfeldes (6) rekonstruiert werden, wobei
- 20 1.3. Mittel (Px) vorgesehen sind, welche die erfassten Daten des Emissions-Tomographie-Gerätes (ET) durch die vom CT ermittelte Verteilung der Schwächungskoeffizienten im Untersuchungsobjekt (P) korrigieren, dadurch gekennzeichnet, dass
- 1.4. das Rekonstruktionsfeld (6) größer als das Messfeld (5) ist.
- 25 2. ET/CT-Gerät gemäß dem voranstehenden Patentanspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass das CT über Mittel (Px) zur Extrapolation der Messdaten für den außerhalb des Messfeldes (5) gelegenen Bereich des Rekonstruktionsfeldes (6) verfügt, um die außerhalb des Messfeldes (5) gelegenen Daten des Rekonstruktionsfeldes (6) zur extrapolieren.
- 30 3. ET/CT-Gerät gemäß dem voranstehenden Patentanspruch 2, dadurch gekennzeichnet, dass das CT Mittel (Px) aufweist, welche die Daten für den außerhalb des Messfeldes (5) gelegenen Bereich des Rekonstruktionsfeldes (6) durch Extrapolation abgeschnittener Projektionen gewinnt.
- 35

4. ET/CT-Gerät gemäß einem der voranstehenden Patentansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, dass das CT Mittel (Px) aufweist, welche abgeschnittene Projektionen detektieren und den außerhalb des Messfeldes (5) gelegenen Bereich des Rekonstruktionsfeldes (6) betreffenden Daten für detektierte abgeschnittene Projektionen extrapoliert.

5. ET/CT-Gerät gemäß einem der voranstehenden Patentansprüche 2 bis 4, dadurch gekennzeichnet, dass das CT Mittel (Px) aufweist, welche die extrapolierten Daten einer Glättung zur Artefaktreduktion unterziehen.

6. ET/CT-Gerät gemäß einem der voranstehenden Patentansprüche 1 bis 5, dadurch gekennzeichnet, dass das Messfeld (5) und das Rekonstruktionsfeld (6) eine kreisförmige Kontur aufweisen und konzentrisch zueinander angeordnet sind.

7. ET/CT-Gerät gemäß dem voranstehenden Patentanspruch 6, dadurch gekennzeichnet, dass das Strahlenbündel (3) des CT von einem Fokus der Strahlungsquelle (1) ausgeht, der auf einer Kreisbahn um die Systemachse (12) bewegbar ist.

8. ET/CT-Gerät gemäß einem der voranstehenden Patentansprüche 1 bis 7, dadurch gekennzeichnet, dass das CT als Strahlungsquelle eine Röntgenstrahlung aussendende Röntgenstrahlenquelle (1) aufweist.

9. ET/CT-Gerät gemäß einem der voranstehenden Patentansprüche 1 bis 8, dadurch gekennzeichnet, dass das Messfeld des CT (12) den Kreisbereich umfasst, der von den äußeren Strahlen des Strahlenbündels (3) des CT umfahren wird, und das Rekonstruktionsfeld (6) zuzüglich zum Messfeld (5) auch zumindest den Bereich des Untersuchungsobjektes (P) umfasst, der über das Messfeld (5) hinausgeht, vorzugsweise einen Kreisbereich, der das gesamte Objekt (P) umfasst.

10. ET/CT-Gerät gemäß einem der voranstehenden Patentansprüche 1 bis 9, dadurch gekennzeichnet, dass der CT-Teil einen eigenen Strahlungsdetektor (2) aufweist.

5

11. ET/CT-Gerät gemäß einem der voranstehenden Patentansprüche 1 bis 9, dadurch gekennzeichnet, dass der Strahlungsdetektor (7) von CT und ET identisch sind.

10

12. ET/CT-Gerät gemäß einem der voranstehenden Patentansprüche 1 bis 11, dadurch gekennzeichnet, dass der ET-Teil des Gerätes ein PET ist und Mittel (Px) zur Bestimmung koinzidenter  $\gamma$ -Strahlung, die durch Positronenzerfallsereignisse erzeugt wird, vorhanden sind.

15

13. ET/CT-Gerät gemäß einem der voranstehenden Patentansprüche 1 bis 11, dadurch gekennzeichnet, dass der ET-Teil des Gerätes ein SPECT ist.

20

14. Verfahren zur Erzeugung von ET-Bildern eines Untersuchungsobjektes mit Hilfe eines kombinierten ET- und CT-Gerätes, vorzugsweise gemäß einem der Ansprüche 1 bis 13, wobei zur Erstellung der ET-Bilder die durch das CT gemessene räumliche Verteilung der Schwächungskoeffizienten im Messfeld (5) des CT zur Korrektur des gemessenen ET-Bildes berücksichtigt wird, dadurch gekennzeichnet, dass Schwächungskoeffizienten des Untersuchungsobjektes (P), die außerhalb des Messfeldes (5) angeordnet sind, durch Extrapolation von Detektorkanälen ermittelt und ebenfalls zur Korrektur der ET-Bilder verwendet werden.

30

15. Verfahren gemäß dem voranstehenden Verfahrensanspruch 14, dadurch gekennzeichnet, dass eine Extrapolation abgeschnittener Projektionen verwendet wird.

35

16. Verfahren gemäß einem der voranstehenden Verfahrensansprüche 14 bis 15, dadurch gekennzeichnet,

dass als Extrapolationsverfahren eine Punktspiegelung verwendet wird.

17. Verfahren gemäß einem der voranstehenden Verfahrensan-  
5 sprüche 14 bis 15, dadurch gekennzeichnet,  
dass als Extrapolationsverfahren eine lineare Extrapolation  
verwendet wird.

18. Verfahren gemäß einem der voranstehenden Verfahrensan-  
10 sprüche 14 bis 17, dadurch gekennzeichnet,  
dass zumindest die extrapolierten Daten einer Glättung zur  
Artefaktreduktion unterzogen werden.

19. Verfahren gemäß einem der voranstehenden Verfahrensan-  
15 sprüche 14 bis 18, dadurch gekennzeichnet,  
dass zur Detektion von ET-Strahlung und CT-Strahlung unter-  
schiedliche Detektoren (2, 7) verwendet werden.

20. Verfahren gemäß einem der voranstehenden Verfahrensan-  
20 sprüche 14 bis 18, dadurch gekennzeichnet,  
dass zur Detektion von ET-Strahlung und CT-Strahlung ein ge-  
meinsamer Detektor (7), vorzugsweise ein Szintillationsdetek-  
tor, verwendet wird.

21. Verfahren gemäß einem der voranstehenden Verfahrensan-  
25 sprüche 14 bis 20, dadurch gekennzeichnet,  
dass die im CT-Verfahren ermittelten Schwächungskoeffizienten  
auf die bezüglich der ET-Strahlung zu erwartenden Schwä-  
chungskoeffizienten umgesetzt werden.

30

22. Verfahren gemäß einem der voranstehenden Verfahrensan-  
sprüche 14 bis 21, dadurch gekennzeichnet,  
dass als ET-Verfahren das PET-Verfahren eingesetzt wird.

23. Verfahren gemäß einem der voranstehenden Verfahrensan-  
35 sprüche 14 bis 21, dadurch gekennzeichnet,  
dass als ET-Verfahren das SPECT-Verfahren eingesetzt wird.



## Zusammenfassung

Kombiniertes Emissions-Tomographie- und Computer-Tomographie-Gerät

5

Die Erfindung betrifft ein kombiniertes Emissions-Tomographie- und Computer-Tomographie-Gerät (ET/CT-Gerät) zur Bilddarstellung eines Untersuchungsobjektes und ein Verfahren zur Erzeugung von ET-Bildern eines Untersuchungsobjektes mit Hilfe eines kombinierten ET/CT-Gerätes, wobei zur Erstellung der ET-Bilder die durch das CT gemessene räumliche Verteilung der Schwächungskoeffizienten im Messfeld des CT zur Korrektur des gemessenen ET-Bildes berücksichtigt wird, wobei Schwächungskoeffizienten des Objektes, die außerhalb des Messfeldes angeordnet sind, durch Extrapolation von Detektorkanälen ermittelt und ebenfalls zur Korrektur der ET-Bilder verwendet werden.

10

15

FIG 1

20

FIG 1

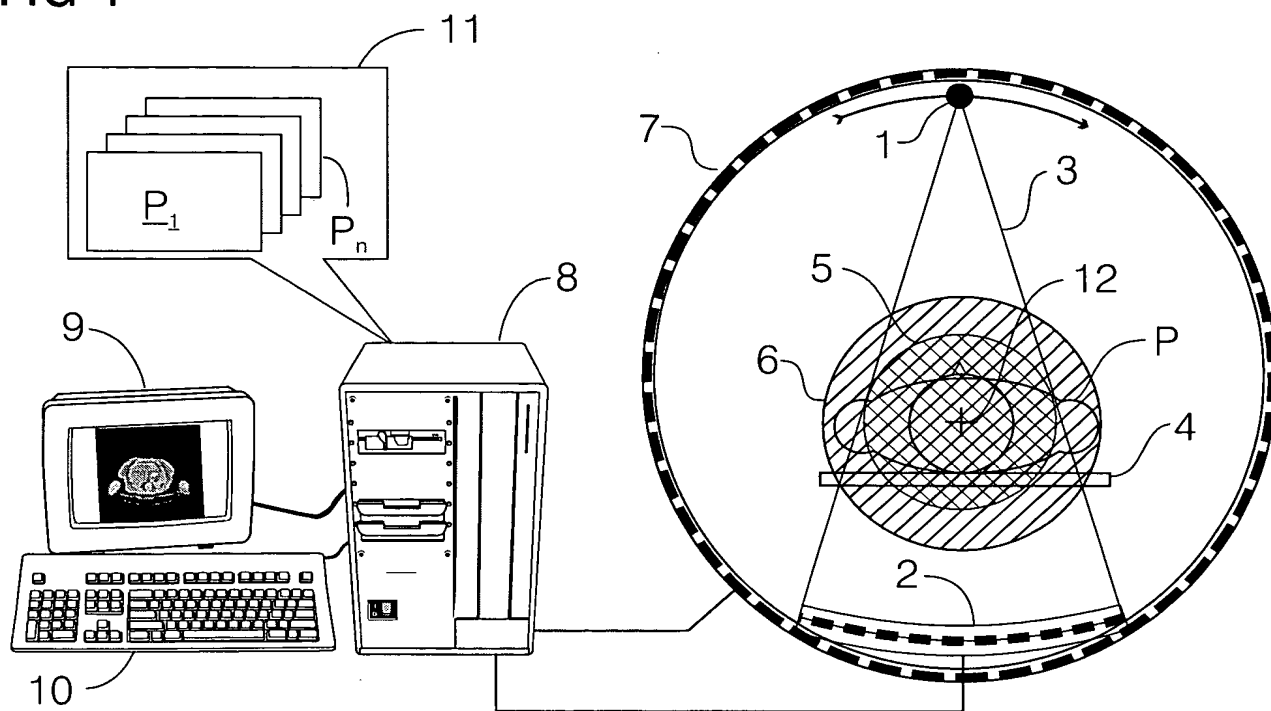


FIG 2

